

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-101965

(43)Date of publication of application : 19.04.1989

(51)Int.Cl.

A61B 5/00
A61B 1/00

(21)Application number : 62-260017

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 15.10.1987

(72)Inventor : TAKANO AKIRA

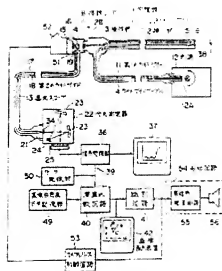
YOSHIHARA MASAYA
MATSUURA NOBUYUKI
KONOMURA MASARU
NAKAMURA KAZUNARI
HARA TADAYOSHI
OGAWA MOTOTSUGU
MINAMIDE YOSHIKI
SUZUKI HIROMASA
NISHIOKA KIMIHIKO

(54) ENDOSCOPIC SPECTRAL DIAGNOSTIC APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain data effective for the diagnosis of a lesion part in real time, by discriminating whether the chromaticity point calculated by a spectral measuring means is in an abnormal range on a chromaticity diagram.

CONSTITUTION: An endoscopic spectral diagnostic apparatus contains an endoscope 1 and a spectral measuring device 22. The spectral data from the spectral measuring device 22 is inputted to an operational comparing circuit 40 through a signal processing part 36. The chromaticity point calculated by the operational comparing circuit 40 is displayed on the UV chromaticity diagram of an image display apparatus 42. A discrimination circuit 41 discriminates whether the chromaticity point calculated by the operational comparing circuit 40 is abnormal and operates an information circuit 54 in the case of abnormality.



⑫ 公開特許公報(A) 平1-101965

⑬ Int. Cl.⁴A 61 B 5/00
1/00

識別記号

1 0 1
3 0 0

庁内整理番号

A-7437-4C
D-7305-4C

⑭ 公開 平成1年(1989)4月19日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全16頁)

⑮ 発明の名称 経内視鏡分光診断装置

⑯ 特 願 昭62-260017

⑰ 出 願 昭62(1987)10月15日

⑱ 発 明 者 高 野 明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 吉 原 雅 也 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 松 浦 伸 之 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリnbas光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号㉒ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

経内視鏡分光診断装置

2. 特許請求の範囲

体腔内に挿入可能な内視鏡と、該内視鏡を介して観察部位又はその一部を分光測定する分光測定手段とを有する経内視鏡分光診断装置において、前記分光測定手段により算出した色度点が色度図上で異常の範囲に入るか否かの識別手段と、その識別手段が異常である場合に異常であることを告知する告知手段とを有することを特徴とする経内視鏡分光診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は内視鏡を用いて分光的光診断を行う経内視鏡分光診断装置に関する。

〔従来の技術〕

内視鏡を使用して計測したデータを診断の補助手段に利用する試みには多くの提案があり、分光データの利用もその一つである。例えば特開昭6

1-107482号公報においては白色光を所望位置へ導き、照明した被検体からの反射光を通過させる半透明鏡と前記反射光のうち所望の波長帯域のみを通過させるユニバーサルフィルタと前記ユニバーサルフィルタから出力された複数種類の波長光による複数種類の画像の各部の強度をそれぞれ画像として測定する手段と、前記複数種類の画像の各対応部分の強度差を得る手段により構成された光学的顕影装置が提案されている。そこではユニバーサルフィルタから得られる複数の画像を重ね合わせることで正常部と異常部の強度差を拡大して識別し易くしようとするものである。一方、特開昭60-79251号公報では内視鏡先端に光分岐ミラーを付け、直視できない部分の分光測定を行い、そのスペクトルを演算処理し、物体の分光分析を行う画像観察診断装置を提案している。

〔発明が解決しようとする問題点〕

上記特開昭61-107482号公報のものでは正常部と異常部の分光的違いをユニバーサル

フィルタで選択的に取出し、その複数画像を重ね合わせて強度差を拡大するとしているが、ユニバーサルフィルタの具体的な波長特性の提示もなく、選択的波長画像をコンピュータ処理により重ね合わせて表示するとしているが、この内容を具体的に述べられたものではない。また、この公報のものでは選択的波長による画像をフィルムに撮影する例が開示されているが、医療診断の現場において、強度差拡大画像を得るには使用するユニバーサルフィルタに対し、希望の異常部であったらその画像を記録するのに際しフィルムとしてポジポジの組合わせがよいのか、ネガポジの組合わせがよいのかを定めることは、診断を第1の目的とする医師にとって非常に煩わしいことである。さらに、通常の内視鏡検査においてさえ充分とは言えない光量の下で、希望の波長域しか通過させないユニバーサルフィルタを用い、あまつさえ、藍光フィルタも使うということになればその光量は極度に少なく、患者の負担を出来るだけ少なくするために、短い臨床時間で行う内視鏡検査において写真

撮影の機会とは極端に少い。また、特開昭60-79251号公報のものではスペクトルを演算処理して被検体の分光分析を行うとしているが、高いデータをリアルタイムで提供する具体的な開示がない。

本発明はかかる状況に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、臨床現場において患者、医師双方に特別の負担を強いることなく、病変部診断の有力な補助手段になるような経内視鏡分光診断装置を提供することにある。

【問題点を解決するための手段および作用】

体腔内等に挿入可能な内視鏡と、該内視鏡を介して観察部位又はその一部を分光測定する分光測定手段とを有する経内視鏡分光診断装置において、前記分光測定手段により算出した色度点が色度図上で異常の領域に入るか否かの識別手段と、その識別手段が異常である場合に異常であることを告知する告知手段とを設けることにより、異常である場合には患者にその異常を告知し、有効な診断の補助機能を有するようにしている。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図ないし第11図は本発明の第1実施例に係り、第1図は本発明の第1実施例の構成図、第2図はその要部の概略的な構成の説明図、第3図はディテクタの正面図、第4図は演算比較手段の構成図、第5図は測定動作のタイムチャート図、第6図は色特性の説明図、第7図及び第8図は具体的な測定データによる色特性図、第9図は同一色票を条件を変えて測定した測定図、第10図は異なる色票に対して測定条件を変えて得られた測定値を色度座標で表わした測定図、第11図は多数の測定結果が基準点に集束することを示す図、第12図は本発明の第2実施例の構成図である。

第1図中1は内視鏡であり、これは縦長で可換性の挿入部2、湾曲用ノブ等が設けられた操作部3及びライトガイドケーブル4とからなる。挿入部2の先端部5には対物レンズ6が設けられており、また、操作部3の後端に形成した接眼部7には接眼レンズ8が設けられている。挿入部2及び

操作部3の内部には上記対物レンズ6と接眼レンズ8とを連結し、光學像を伝送するイメージガイド9が内挿されている。そして、これらにより観察視野像を伝送する送像用手段を構成している。また、この内視鏡1内には上記挿入部2、操作部3及びライトガイドケーブル4にわたって第1のライトガイド11からなる送光用手段が内挿されている。ライトガイドケーブル4の延出先端のライトガイドコネクタを光眼12に対し荷脱自在で連結できるようにしている。しかして、光眼12内のランプ12Aから白色光が供給される。

一方、上記内視鏡1の接眼部7には導光手段としての導光スコープ13の観察アダプタ14が荷脱自在に装替される。この観察アダプタ14には接眼部7を通して得られる光像を観察するための観察用レンズ15が設けられていて、これにより観察手段を構成している。さらに、観察用レンズ15の手前の光路上には分割プリズム16により光を分割する導出手段が設けられている。つまり、この分割プリズム16は内視鏡1側からの光像の

光路を分割し、その一部を観察用レンズ15に、残りを上記分光スコープ13に送るようになっていく。

上記分光スコープ13は第1図で示すように可屈性のケーブル17内に第2のライトガイド18を挿通してなり、この第2のライトガイド18の一端は結像レンズ19を介して上記分割プリズム16に對し光学的に連結されている。また、ケーブル17の延出先端には測定用アダプタ21が設けられている。そして、この測定用アダプタ21を分光測定器22に接続することにより上記第2のライトガイド18の他端をその分光測定器22の分光手段に接続するようになっている。この分光測定器22は複数の反射ミラー23、23と分光用回折格子24とからなる分光手段を設け、さらに、この分光された光はマルチチャンネルフォトセンサからなるディテクタ25により検出される。

一方、上記撮影部7においてイメージガイド9の入射端面に對向する部位には第2図で示すよう

にマスク28が設けられている。また、このマスク28にはその観察視野内に表示される円形のレチクル30が付設されている。

尚、上記第2のライトガイド18の光軸は、上記レチクル30の光軸に一致し、大きさ上上記レチクル30の像と同じにし、上記レチクル30の外の光を遮断している。

上記第2のライトガイド18の出射端面31は第2図で示すようにその各光学繊維32…を扁平状に例えば1列に並べてなり、平板状に形成されている。この出射端面31は測定用アダプタ33に組み込まれている。そして、この測定用アダプタ33を用いて分光測定器22に連結されるようになっている。

また、この平板状の出射端面31に對向する上記分光測定器22の本体部にはそのライン状に配列した各光学繊維32…から出射する光を通すスリット部材34が設置されている。

一方、上記マルチチャンネルフォトセンサからなるディテクタ25は第3図で示すように各検出

用画素部35…が縦に長く形成されている。そして、前述した出射端面31における各光学繊維32…は分光測定器22に装着されたとき上記ディテクタ25の受光面に對して第3図で示す位置に光学的に共役な位置にある。すなわち、ディテクタ25の中央における1つの縦長画素部35の上に並ぶ位置に對応位置するようになっている。

このディテクタ25で検出された信号は信号処理部36に送られ、ここでA/D変換、波長校正、ノイズ除去等の処理が行われ、その出力は分光特性表示器37に送られ、被検体38の分光特性が表示される。

一方、前記信号処理部36の出力はいわゆるGPIBのライン39を経由して、演算比較手段を構成する演算比較器40に入力し、その出力は識別回路41に入力されると共に、画像表示装置42に入力される。

上記演算比較回路40は、第4図で示すようにライン39を介して送られた分光データの読取り手段43、この読取り手段43から色度を出す

る色度算出手段44、集束白色点の色度データを呼出すデータ呼出手段45、得られた色度点から各色度点間の角度を算出する角度算出手段46、その角度が前記データ呼出手段より得られた病変別角度と比較する角度比較手段47、その結果を画像表示用データとして出力する出力手段48とから構成されている。この演算比較回路40で得たそのデータは画像表示装置42に第1図に示すようにモニタ画面上にUV色度図を表示し、このUV色度図上で、被検体の色度点Aと正常部の色度点Nと集束白色点Cと、 $\angle A C N$ とが表示される。尚、データ呼出手段45は、集束白色点の色度データを記憶する集束白色点データ記憶部49からこの色度データの読出しを行う。

一方、信号処理部36により信号処理された正常部位のデータはデータ記憶部50に記憶できるようにしてあり、被検体38に對する分光的診断を行う際に基準データ(リファレンスデータ)として用いられる。

尚、集束白色点の色度データは、この装置を用

いて導出した複数の色度データにより決定され、この集束白色点のデータは例えばROM等に記憶して集束白色点データ記憶部49に保持される。尚、上記データ呼出し手段45は前記角度導出手段6の前であれば、いずれに設置してもよい。

また、上記観察アダプタ14にはアダプタ51を介してカメラ52が装着でき、被検部38の画像を記録できるようになっている。

このカメラ52は、上記識別回路41が異常部であると判断した場合にはカメラリリーズ制御回路53を介してカメラ52のリリーズを押し、写真撮影を行うようにしている。

さらに、上記識別回路41が異常部であると判断した場合には、告知回路54を動作させて、術者に告知できるようにしてある。この第1実施例では、識別回路41の出力は音信号発生回路55に入力され、識別回路41が異常部であると判断した場合には音信号を発生させ、この音信号はスピーカ56により警告音になり、術者に音声的に警告する。

から発する光のみとなる。

この光は分光測定器22において必要な波長範囲に分光されてディテクタ25の受光面に入射する。このとき分光された波長範囲は第3図で示すように各商業部35…の配列方向へ広がることになる。そして、この各商業部35…において各波長成分が計測される。この計測されたデータは信号処理部36により処理され、表示装置37に表示される。

一方、この被検部38の測定に先立ち行われた正常部の測定データが、データ記憶部50に記憶されており、この正常部のデータは演算比較器40の分光データ読取り手段43で読取られ、色度導出手段44により正常部の色度点(N)が導出される。次に、被検部38の測定データが信号処理部36を経て分光データ読取り手段43で読取られ、色度導出手段44によりその色度点(A)が導出される。一方、予め記録されている集束白色点(C)の色度点データがデータ呼出し手段45により呼出される。次に、角度導出手段46に

このように構成された分光診断装置の作用を以下に説明する。

まず、内視鏡1の挿入部2を体腔内に導入し、導光スコープ13の観察アダプタ14を通じて被検部38を観察する。そして、挿入部2の先端部5の位置を変えて観察視野内に表示されるレチクル30を、予め正常部に向けてそのデータの取込みを行い、信号処理部36を経て、正常部データがデータ記憶部50に記憶させる。

次に、上記レチクル内に、計測したい被検部38の像を内蔵させるようにする。

一方、このとき、被検部38の像は観察アダプタ14を通じて全体的に観察されるとともに、その一部の光は分割プリズム16により分割され、導光スコープ13の第2のライトガイド18を通じて伝送される。そして、この第2のライトガイド18の入射端面は上記レチクル30に共役な位置にあり、且つ上記レチクル30の第2のライトガイド18上の像と大きさが等しいので、この第2のライトガイド18に入射する光は被検部38

より $\angle ACN$ が導出され(第6図)、これは先にデータ呼出し手段45により呼出した所定角度データと比較され、その結果が出力手段48により出力され、画像表示装置42によりモニター画面上に第1図又は第6図に示すように表示される。また、この出力手段48の出力は、識別回路41にも入力される。しかして、色度図上で $\angle ACN$ が異常と見なされる範疇の場合、つまり $\angle ACN > \alpha$ (この角度 α は病変部位の種類により、異常と見なされる値が予め設定される)の場合識別回路41はその出力レベルが“H”になり告知回路54を動作させ、警告音を見と共に、カメラリリーズ制御回路53にも“H”を出力してリリーズ動作を行わせ、シャッターを切り写真撮影を行わせ、異常と見なされる被検部38を含む観察部位を写真撮影して記録する。これらのプロセスを第5図に示す。

上記警告音により、医師はその部分をさらに詳細に見るように注意が喚起される。

また、その被検部位がすでに写真撮影により記

採られているので、後で詳細に調べることもできる。

なお、上記識別回路41により異常であるか否かのしきい値となる角度データは病、酒類及びびらん等に固有のデータを入力しておけば、これらと被検部の角度データを比較することにより診断することもできる。第7図は内視鏡(OMA)によって測定された単一の患者の胃の粘膜の色特性を具体的に計測したデータの分布を示す。また、第8図は同じく測定された複数の患者についての分布状況を合せて示すものである。それぞれ一定の特別な傾向を示していることが分る。

尚、画像表示装置42に表示される内容は、前述のように色度図とこの色度図上での被検部の色度点A、正常部の色度点N及び集束白色点C、そして $\angle A C N$ とが表示され、さらに必要に応じてデータ呼出し手段45により呼出したデータも表示できる。

ところで、上記角度算出手段46によって、 $\angle A C N$ を算出し、この角度 $\angle A C N$ の大きさと被

検部が正常あるいは異常であるかの判別を行うが、この判別法が有効であることについて以下に詳述する。

一般的に、被検体迄の距離とか照明する角度等によって、分光精度は変化すると考えられる。

すなわち、或る色票、例えばR1色票までの距離及び角度を変えたときの分光反射特性を第9図(a),(b)に示す。この図から、測定条件を変えると、スペクトルの形は変化しないが、反射率の絶対値は大きく変化することが判る。

そこでCIE-1960uv色度値(観察光源D65)をR1、R2色票について計算した結果を第10図に示す。この図から明らかなように距離、角度を変えて測定した色度値はR1については、 $v = 0.421v + 0.202$ 、R2色票では、 $v = 1.527u - 0.0133$ の直線上にある。また、第11図で示されるように他の16個の色票についても35個の組合せで測定した色度値はすべて(0.188, 0.276)を交点とした直線上にあるという事をもって興味深い実験結果が得られた。なお、18号の色

票のこの座標での標準偏差は $u = 0.0077$ 、 $v = 0.0120$ であった。

D65の色度値は(0.198, 0.312)、内視鏡照明の色度値(分光放射計による測定値)は(0.208, 0.331)であり交点の色度値とは一致しない。すなわち、交点の座標は本内視鏡分光器の光学系、照明系などを含めた基礎刺激と考えることができる。従って、この基礎刺激に基づいた主波長を用いることにより距離、照明角度の影響を除去することができる。

つまり、測定距離及び角度の如何にかかわらず、その主波長は変わらず、且つ各色度点の色度図中心方向への延長は一点で交わる事を示している。

また、各色度点の色度図中心方向への延長は、内視鏡系及び測定系の光学特性に依存する点、すなわち、基礎刺激と考えられる点つまり上述した集束白色点Cに集束する。逆方向へ延長してスペクトル軌跡と交わる点は、先の基礎刺激に対する主波長と考えられる。

上記測定結果から次のようなことが予測される。

つまり、正常部と異常部とに何らかの色相あるいは色彩上の差異があるとすると、色度図上において、正常部の主波長からずれたものになることが予測され、正常部の主波長を基準にしてそのずれ量から正常部位か否かを判断する診断法が考えられる。この場合、正常部の主波長は、測定に用いる内視鏡等の分光特性に左右されるであろうが、その場合でも正常部は色度図上で主波長線上を移動するのみであるので、基準となる正常部の主波長に対し、そのずれ角度の大きさと異常であるか否かを判定することは、異なる測定系でも客観性を有するといえよう。

この考えに基づいて、正常部と各種異常部を色度図上で表示して分類したものが第7図及び第8図に示してあり、これらの図から、この方法が有力な診断法の一つであることが裏付けになることが分る。

この第1実施例によれば、正常部と被検部の色度点を算出することによりそれ等の色度点と、集束白色点とのなす角度を所定の角度データと比較

することにより病変診断の有力な補助情報をリアルタイムで提供できる。

又、異常部と見なされる角度領域、つまり $\angle ACN$ が α 以上になる部位に対しては警告音により患者に告知できるようにしてあるので、その部位を見逃すことを確実に防止できると共に、その部位を含む観察部位を写真撮影してあるので、後から詳細に調べることもできる。

尚、上記第1実施例では、異常部と見なされる場合音信号発振制御回路55から警告音を発するようにしているが、 $\angle ACN$ の大きさに応じて“異常部”と見なされる場合におけるその可能性のある病変名を画像表示装置42のモニタ画面上にリストアップしたり、あるいは音信号発振制御回路55内のROM等に音声データとして登録しておき、角度 $\angle ACN$ が最小の異常値を超えた場合から可能性のある病変名を音声で発するようにしても良い。又、演算比較回路40内に部位、病変等により異なった角度 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ を設定し、選択手段を設けて任意に識別境界を選択で

きるようにしても良い。

又、音信号による告知の他にランプとかLEDを点灯する等、光による告知手段でも良いし、両方で告知するようにしても良い。

第12図は本発明の第2実施例の診断装置61を示す。

この診断装置61は、面順次式電子スコープ62と、この電子スコープ62を接続することにより面順次型照明光を供給する面順次光源部63及び信号処理を行う信号処理部64とを内蔵したビデオプロセッサ65と、このビデオプロセッサ65に接続される色度計装置66と、前記信号処理部64による映像信号をカラー表示すると共に、異常と判断した場合は静止画にして写真撮影を行う静止画記録装置67とから構成される。

上記電子スコープ62は、縦長の挿入部68を有し、この挿入部68内には照明光を伝送するライトガイド69が挿通され、このライトガイド69は操作部71から外部に延出されたユニバーサルコード72内を挿通され、その入射端を光照射

部63に接続することによって、光源部63から面順次照明光が供給される。

つまり、光源ランプ73の白色光は、モータ74により回転駆動される回転フィルタ75を通すことにより、この回転フィルタ75の周方向に周状に設けた赤、緑、青の色透過フィルタ(図示略)を順次通した赤、緑、青の照明光にされ、コンデンサレンズ76により集光されてライトガイド69の入射端面に照射される。そして、このライトガイド69で伝送された照明光は、出射端面から被写体(観察部)側に照射される。この照明光で照射された被写体からの反射光は、対物レンズ77により、この対物レンズ77の焦点面に配置されたCCD78に結像され、光電変換されて電荷として蓄積される。しかし、このCCD78に信号ケーブルを介して、信号処理部64内のドライバ79からのドライブ信号の印加により、信号電荷は読出され、アンプ81で増幅された後、A/Dコンバータ82でデジタル信号に変換される。

このデジタル信号は、Rフレームメモリ、Gフレームメモリ、BフレームメモリからなるR・G・Bフレームメモリ83に入力される。この場合、赤の照明光のもとで撮像した信号はRフレームメモリに、緑の照明光のもとで撮像した信号はGフレームメモリに、青の照明光のもとで撮像した信号はBフレームメモリにという具合でR・G・Bフレームメモリ83に書き込まれる。しかし、R、G、Bの各フレームメモリにそれぞれ1フレーム分の書き込みが終了すると、これらは同時に読出され、D/Aコンバータ84でアナログ信号に戻された後、測定域輪郭発生回路85を経てNTSCエンコーダ86に入力され、NTSC方式の複合映像信号に変換された後、複合器87を経て静止画記録装置67に入力されモニタ画面上に観察部位をカラー表示する。このモニタ画面上には、測定域輪郭発生回路85により発生された測定域(測定部)の輪郭例えば小円が第13図(a)に示すように重畳して表示される。

尚、上記CCD78からの信号の読出しは、赤、

様、青の各照明期間の終了に同期して行われる。このため、回転フィルタ75の回転位置は、図示しない位置センサにより検知され、その検知信号はタイミングジェネレータ91に入力される。そして、このタイミングジェネレータ91は、この検知信号に同期してドライブ信号を出力するドライバ79を制御する。又、モータ74の回転速度が変化しないように、タイミングジェネレータ91はモータドライバ92を制御する。さらに、このタイミングジェネレータ91は制御回路93にタイミング信号を出力する。この制御回路93は、このタイミング信号に同期して、A/Dコンバータ82のA/D変換のタイミングとか、R・G・Bフレームメモリ83の書き込み及び読み出しの制御、D/Aコンバータ84のD/A変換のタイミング等を制御する。

ところでNTSCエンコーダ86の複合映像信号は色度計算装置6内の測定域ゲート回路95を介して色度計算回路96に入力され、上記測定域ゲート回路95内の映像信号に対して色度の計

算を行う。上記測定域ゲート回路95は、測定域輪郭発生回路85が第13図(b)に示すように測定域の境界部分で出力する2つのパルスに基づき、これらパルスの間で図9(c)に示すようにゲートを開き、測定域部分の映像信号を色度計算回路96に送す。尚、測定域に接する部分のようにパルスが1つしか出力されない場合には、これを検知して、そのパルス期間のみゲートを開くか、全く開かないように制御する(具体的にはNTSCエンコーダ86の出力信号を1H(1水平期間)遅延して色測定域ゲート回路95側に出し、その遅延前の測定域輪郭発生回路85の出力パルスを1H期間毎にリセットされる2進カウンタを渡し、その出力が“H”つまりパルスが1つしか入力されない場合にはその1H期間に対し、ゲートを開かないように制御し、一方カウンタの出力が“L”の場合には第1のパルスでゲートを開き、第2のパルスでゲートを閉じるように制御すれば良い。)

上記色度計算回路96で被検部(測定部)の色度が算出されると、その算出された色度は、識別

回路97に入力されると共に、スーパーインポーズ回路98にも入力される。しかし、このスーパーインポーズ回路98は、その色度を混合器87で映像信号に重畳して静止画記録装置67を構成するカラーモニタ99a、99bに入力し、モニタ画面上に映像信号と共に被検部の色度を表示する。尚、上記色度の表示をするか否かは表示切換回路101により選択できるようにしてある。上記一方のモニタ99aは観客用のものであり、他方のモニタ99bにはスチルカメラ102が取付けられ、写真撮影できるようにしてある。

ところで、上記識別回路97は、入力される被検部に対する色度を色度図上における色度点Aに対応された場合、要求白色点C及び予め求めた正常部の色度点Nとにより $\angle ACN$ が異常とみなされる角度 α 以上であるかを識別し、異常である場合には異常検知信号を出力する。この異常検知信号により、送信部発振制御回路103はスピーカ104から警告音等を出して観客に告知すると共に、リリースコントローラ105にも伝送して、

自動的に静止画を撮影する動作を行わせる。

即ち、このリリースコントローラ105は制御回路93にR・G・Bフレームメモリ83に書き込みの更新を停止させる信号を送出させ、この信号後に、R・G・Bフレームメモリ83は一定期間書き込みが停止されて、読み出しのみが行われる状態に保持される。従って、この状態ではモニタ99a、99bには静止画が表示されることになる。又、制御回路93は、リリース信号をスチルカメラ102に送出し、静止画状態でモニタ画面上の被検部の映像(表示が選択されている場合には色度)を写真撮影させる。

この第2実施例の作用効果は、上記第1実施例とはほぼ同様のものである。

尚、静止画記録装置67としては、CRTを用いたモニタ99b及びスチルカメラ102に限らず、磁気ディスク記録装置つまりフロッピーディスク記録装置、ハードディスク記録装置、TVR、光学式記録装置等のいずれでも良い。

上記第2実施例は面順次のカラー映像方式のもの

のであるが、モザイク状カラーフィルタを用いた単板式、カラーフィルタを用いた2板式、3板式3管式のカラーフィルタ内蔵の撮像手段を有する電子スコープでも同様に応用できる。

又、面順次式のカラー撮像手段を内蔵したテレビカメラをファイバースコープ又は硬性内視鏡の接眼部に装着した内視鏡装置でも良い。

第14図は本発明の第2実施例の主要部となる先端カメラ式内視鏡111を示す。

この内視鏡111は、細長で可撓性の挿入部112の先端側に硬性の先端部114を設け、この先端部114内に照明手段としてランプ115を収納し、このランプ115の白色照明光はガラス116で覆われた照明窓117を介して被写体側に照射される。

上記照明窓117に隣接する観察窓には対物レンズ118が取付けられ、その対物レンズ118の内側にはビームスプリッタとしてのプリズム121が配設され、このプリズム121で一部は反射され、イメージガイド122の先端面に像を結

ぶ。この像は、イメージガイド122により、手元側操作部123側に配設された出射端面まで伝送される。この出射端面に対向して接眼レンズ124が配設され、接眼窓125から出射端面に伝送された光学像を内眼で観察できるようにしてある。

一方、上記プリズム121を通過した光は、フィルム127面にも結像する。このフィルム127はフィルムパトローネ128から引き出され、所定期数、撮像後には再びこのパトローネ128に収納できるようにしてある。

尚、フィルム127面の手前には図示しないシャッタが配設され、撮像時にはシャッタを開くようにしてある。

上記プリズム121を通過した光の一部は、回折格子129の格子面で回折され、ディテクタ130にてその回折像が受光される。

上記ディテクタ130で受光し、光電変換された信号は、挿入部112内を挿通した信号ケーブルを介して操作部123から信号処理部131側

に伝送され、信号処理されて色度が検出され、図示しないモニタに表示される。

上記第14図に示す実施例は、内視鏡111の先端部に分光測定部を設け、この分光測定は、観察窓を通した光を利用している。しかし、第15図に示す変形例のように観察窓から入射される光はイメージガイド122に導くと共に、フィルム127面への撮影用に用い、この観察窓とは別にカバーガラス132を取付けた測光窓133を設け、この窓133を通した光をレンズ134を介して回折格子129側に導くようにしても良い。

第16図は本発明の第4実施例の主要部を示す。この第4実施例は、上記第12図に示す第2実施例において、測定域を第17図に示すように $a \rightarrow b \rightarrow c \rightarrow d$ のように走査できるようにしたものである。

このため、第12図において、測定域輪郭発生回路85を信号処理部64内に設けない信号処理部64'とし、NTSCエンコーダ86から出力される複合映像信号を測定域走査回路141を備

えた色度計増設部66'に入力している。

上記測定域走査回路141は、複合映像信号から同期信号を分離し、例えば垂直同期信号をカウンタに入力し、1フレーム毎に第17図 $a \rightarrow b \rightarrow c \rightarrow d$ のように測定域を走査するように内部の測定域ゲート回路を制御する。しかして、観察部位内に異常部があると、これを識別回路97で識別し、告知すると共にその観察部位を自動的に写真撮影等により記録できるようにしてある。

尚、この変形例は、映像信号を出力する電子内視鏡に対して使用できる。又、VTR等に記録した信号を再生して分光的診断を下す場合にも利用できる。

ところで、上述した各実施例では色度点の表示が(UCS表色系のCIE1960)uv色度図上のものであったが、他の表色系の色度図でも良い。

例えば、CIE表色系、他のUCS表色系を含む顔色系の表色系を用いても良いし、ULCS表色系を含む顔色系の表色系を用いても良い。

〔発明の効果〕

以上述べたように本発明によれば、分光測定手段により求められた色度値が異常に相当するか否かの識別手段を設けると共に、異常の場合に動作する告知手段とを設けてあるので、分光的な異常態を認識することを確実に防止できるので、診断に対する有効な補助手段になる。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第11図は本発明の第1実施例に係り、第1図は本発明の第1実施例の構成図、第2図はその要部の概略的な構成の説明図、第3図はディテクタの正面図、第4図は演算比較手段の構成図、第5図は測定動作のタイムチャート図、第6図は色特性の説明図、第7図及び第8図は具体的な測定データによる色特性図、第9図は同一色票を条件を変えて測定した測定図、第10図は異なる色票に対して測定条件を変えて得られた測定値を色度座標で表わした測定図、第11図は多数の測定結果が基準点に集束することを示す図、第12図は本発明の第2実施例の構成図、第13図

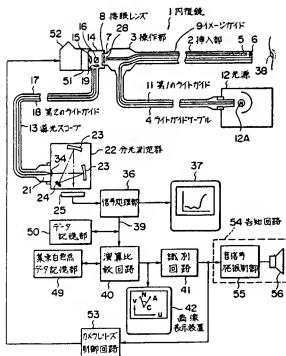
は測定域の輪郭に対応するパルスが出力される様子を示す説明図、第14図は本発明の第3実施例の主要部の構成図、第15図は第3実施例の変形例の主要部の構成図、第16図は本発明の第4実施例の主要部の構成図、第17図は第4実施例における測定域走査回路の動作説明図である。

- | | |
|----------------|------------|
| 1…内投鏡 | 9…イメージガイド |
| 13…透光スコープ | 18…ライトガイド |
| 22…分光測定器 | 40…演算比較回路 |
| 41…識別回路 | 42…画像表示装置 |
| 43…読取り手段 | 44…色度値出力手段 |
| 45…データ呼出し手段 | |
| 47…角度比較手段 | 52…カメラ |
| 53…カメラリリース制御回路 | |
| 54…告知回路 | |

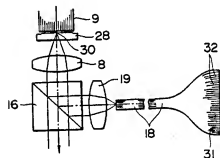
代理人 弁理士 伊藤 進



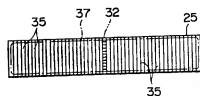
第1図



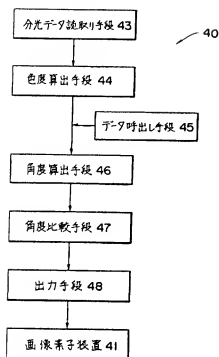
第2図



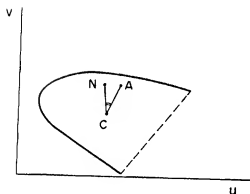
第3図



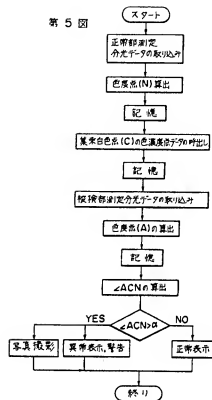
第 4 図



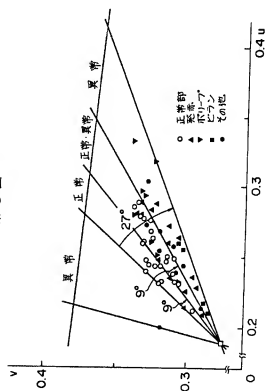
第 6 図



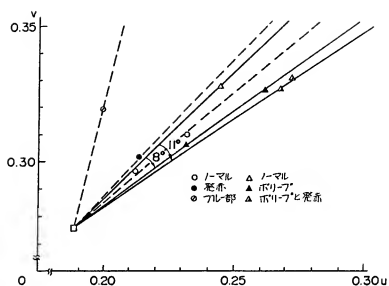
第 5 図



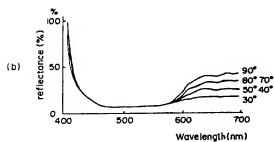
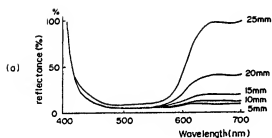
第 8 図



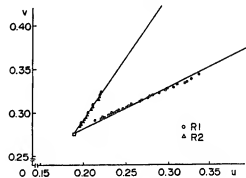
第 7 図



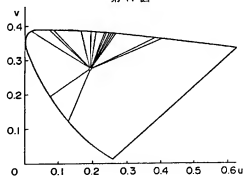
第 9 図



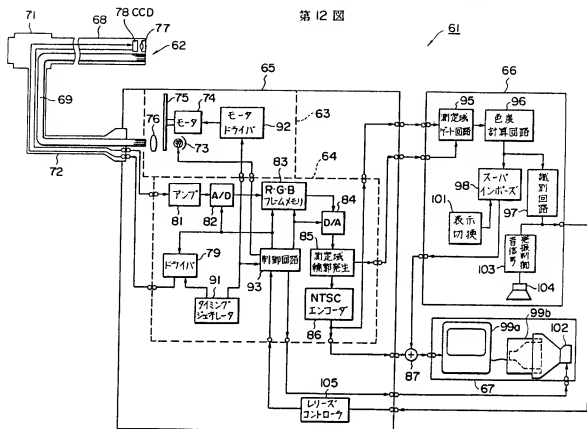
第 10 図



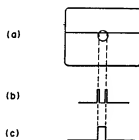
第 11 図



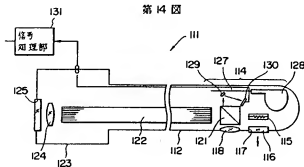
第12図



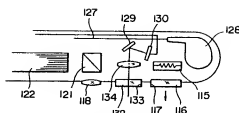
第13図



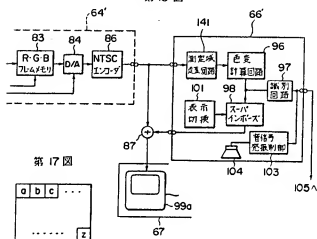
第14図



第15図



第16図



第17図

第1頁の続き

⑦発明者	此村 優	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	中村 一成	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	原 忠義	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	小川 元嗣	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	南出 剛紀	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	鈴木 博雅	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	西岡 公彦	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内

手帳光沢用記録装置 (白発)

昭和63年 5月 30日

特許庁

特許庁長官 小川 邦夫 殿

1. 事件の表示 昭和62年特許第260017号

2. 発明の名称 経内視鏡式光診断装置

3. 補正をする者
特許出願人住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下山 敏郎4. 代理人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 西 (371) 3561
氏 名 (7623) 弁護士 伊藤 進

5. 補正命令の日付 (自 発)

6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄
図面 (第1図、第2図、第12図、第14図)

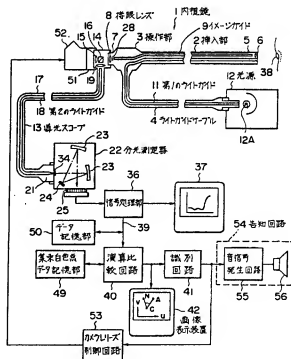
7. 補正の内容 別紙の通り

特許庁
63. 6. 1

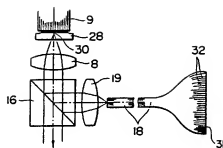
数撮影できるようにしてある。」と補正します。

1. 明細書第8ページ第11行、及び同第12行～第13行に「測定用アダプタ33」とあるのを「測定用アダプタ21」と補正します。
2. 明細書第9ページ第15行、及び第13ページ第12行～第13行に「演算比較器40」とあるのを「演算比較回路40」と補正します。
3. 明細書第15ページ第7行に「内視鏡 (OM A)」とあるのを「内視鏡に」と補正します。
4. 明細書第16ページ第9行に「スペクトルの形は変化しないが、」とあるのを削除します。
5. 明細書第16ページ第15行に「 $v = 0.421v + 0.202$ 」とあるのを「 $v = 0.421u + 0.202$ 」と補正します。
6. 明細書第19ページ第10行、及び同第14行～第15行に「音信号発生制御回路55」とあるのを「音信号発生回路55」と補正します。
7. 明細書第27ページ第8行に「第2実施例」とあるのを「第3実施例」と補正します。
8. 明細書第28ページ第10行～第11行に「所定回数……してある。」とあるのを「所定回

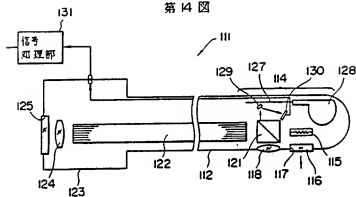
第1図



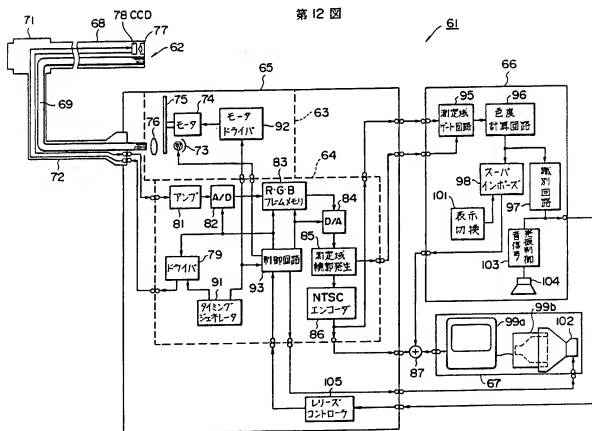
第 2 図



第 14 図



第 12 図



特許庁長官 小川 邦夫 殿 (自発)

昭和63年 6月 8日

特許庁長官 小川 邦夫 殿

1. 事件の表示 昭和62年特許願第260017号

2. 発明の名称 経内視鏡分光診断装置

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下山 敏 郎

4. 代 理 人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎ (371) 3561
氏 名 (7623) 弁理士 伊 藤 進



5. 補正命令の日付 (自 発)

6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」
および「図面の簡単な説明」の欄

7. 補正の内容 別紙の通り



1. 明細書中5ページ第8行目に「色特性の説明図」とあるのを「色度点による診断の説明図」に訂正します。
2. 明細書中31ページ第14行目に「色特性の説明図」とあるのを「色度点による診断の説明図」に訂正します。
3. 明細書中8ページ第18行目に「が設置されている。」とあるのを「が設置されている。ここで出射端部31からの出射光のNAをスリット部材34のNAと同じにしておけば、スリット部材34を省き、この位置に出射端部31を置いても良い。」に訂正します。